

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-110161

(P2011-110161A)

(43) 公開日 平成23年6月9日(2011.6.9)

(51) Int.CI.

A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/04
A 61 B 1/06
G 02 B 23/24
G 02 B 23/26

370
A
B
B

テーマコード(参考)

2 H 04 0
4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日

特願2009-267887 (P2009-267887)
平成21年11月25日 (2009.11.25)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100090169
弁理士 松浦 孝
(74) 代理人 100147762
弁理士 藤 拓也
(74) 代理人 100156476
弁理士 潮 太朗
(72) 発明者 森 康紀
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
F ターム(参考) 2H040 CA04 CA10 DA51 GA02 GA11
4C061 CC06 FF47 GG01 JJ17 LL02
NN01 NN05 QQ09 RR02 RR11
RR17 RR23 VV03 VV04

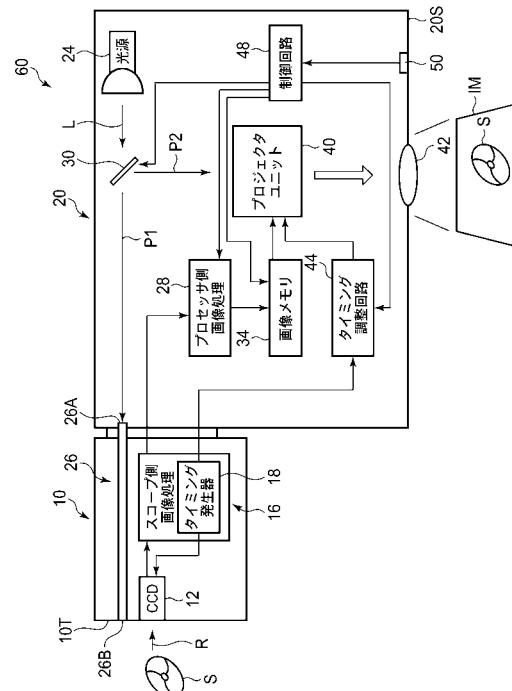
(54) 【発明の名称】プロジェクタ付き内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】簡素な構造を有し、小型化が可能であるとともに、照明光を有効活用して内視鏡観察と映像投影のそれぞれに必要な明るさを確保できるプロジェクタ付き内視鏡装置を実現する。

【解決手段】内視鏡装置60のプロセッサ20には、単一の光源24が設けられている。光源24から出射された照明光Lは、回転ミラー30を通過すると、第1の光路P1に沿って進む。この照明光Lは、ライトガイド26により伝達されてスコープ10に供給される。そして照明光Lの反射光RがCCD12により受光され、画像信号が生成される。一方、回転ミラー30により反射された照明光Lは、プロジェクタユニット40に入射し、被写体像の投影に用いられる。このように単一の光源24からの照明光Lの光路を切り換えることにより、内視鏡装置60の構造を簡素化しつつ、照明光を有効活用し、撮像と映像投影とが同時に可能になる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡観察のためのスコープと、
单一の光源を含むプロセッサと、
前記プロセッサと一体であるプロジェクタユニットと、
前記光源から出射される照明光を前記スコープに供給するための第1の光路と、前記照明光を前記プロジェクタユニットに供給するための第2の光路とを切り換える光路切換手段とを備えることを特徴とするプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光路切換手段を制御する切換制御手段をさらに有し、前記切換制御手段の制御により、

前記照明光が前記スコープに供給される第1の時間の長さと、前記照明光が前記プロジェクタユニットに供給される第2の時間の長さとが調整されることを特徴とする請求項1に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 3】

被写体像を生成する撮像素子をさらに有し、前記第1の時間が前記撮像素子の受光期間の少なくとも一部に重なり、前記第2の時間が前記撮像素子のブランкиング期間の少なくとも一部に重なっていることを特徴とする請求項2に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 4】

複数の異なる前記スコープのいずれかが前記プロセッサに取り付け可能であり、前記プロセッサに取り付けられた前記スコープにおける前記照明光の伝達手段の特性に応じて、前記第1および第2の時間の長さが調整されることを特徴とする請求項2に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 5】

前記内視鏡装置の周辺の明るさである周辺輝度を検出する光量センサをさらに有し、検出された前記周辺輝度に応じて、前記第1および第2の時間の長さが調整されることを特徴とする請求項2に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光路切換手段が、前記照明光を通過させる通過領域と、前記照明光を反射する反射領域とを含む回転ミラーを有し、回転する前記回転ミラーにおける前記照明光の入射位置が変化することにより、前記光路が切り換えられることを特徴とする請求項1に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 7】

前記照明光が前記通過領域を通過するときの前記回転ミラーの第1の回転速度と、前記照明光が前記反射領域を通過するときの前記回転ミラーの第2の回転速度とが、互いに異なるように前記第1および第2の回転速度が調整可能であることを特徴とする請求項6に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光路切換手段が、少なくとも前記反射領域が異なる複数の前記回転ミラーを有することを特徴とする請求項6に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 9】

前記光路切換手段が、前記照明光を反射する反射板を含み、前記照明光の入射光路に対する前記反射板の傾き角度が変化することにより、前記光路が切り換えられることを特徴とする請求項1に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【請求項 10】

前記スコープと、前記プロセッサとが一体であることを特徴とする請求項1に記載のプロジェクタ付き内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、プロジェクタ付き内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡装置のうち、プロジェクタ機能を備えたものが知られている。このような内視鏡装置においては、一般的に複数の光源、すなわち、内視鏡観察のためにスコープに照明光を供給する光源と、投影用の光源とが設けられている。

【0003】

一方、複合カメラユニットとプロジェクタユニットとを有し、映像の撮影と投影が可能なプロジェクタ付き複合カメラが知られている（例えば特許文献1参照）。この複合カメラにおいては、映像投影のための光源と、オートフォーカス用の補助光源とが設けられている。

10

【0004】

また、単一の光源装置からの照明光を、内視鏡とプロジェクタとに供給する画像観察装置が知られている（例えば特許文献2参照）。この画像観察装置においては、分岐構造を有し、出射端が複数あるライトガイドにより照明光が分岐される。

20

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】特開平6-281719号公報

【特許文献2】特開2005-309231号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

内視鏡観察用と投影用に複数の光源が用いられるプロジェクタ機能付き内視鏡装置は、複雑な構造を有し、大型化する傾向がある。そしてこのため、製造コストが増大する。この点は、複合カメラユニットとプロジェクタユニットとが設けられた複合カメラにおいても同様である。複数の光源、複数のユニット同士の接続機構等が必要とされるためである。

30

【0007】

また、単一の光源から出射される照明光を内視鏡とプロジェクタとで用いる画像観察装置においては、それぞれに必要とされる光量の照明光を確保できない可能性がある。さらに、複数の出射端を有するライトガイドにより照明光を分岐させているため、内視鏡とプロジェクタに対する照明光の光量を個々に調整することはできず、照明光の有効活用が困難である。すなわち、内視鏡とプロジェクタとのいずれか一方のみで照明光が不足した場合であっても、光源からの出射光量を増大させることにより、他方には過剰な照明光が供給されてしまう。

40

【0008】

本発明は、簡素な構造を有し、小型化が可能であるとともに、照明光を有効活用して内視鏡観察と映像投影のそれぞれに必要な明るさを確保できるプロジェクタ付き内視鏡装置の実現を目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明の内視鏡装置は、内視鏡観察のためのスコープと、単一の光源を含むプロジェクタユニットと、光路切換手段とを備えるプロジェクタ付き内視鏡装置である。内視鏡装置においては、光路切換手段が、光源から出射される照明光をスコープに供給するための第1の光路と、照明光をプロジェクタユニットに供給するための第2の光路とを切り換える。

【0010】

内視鏡装置は、光路切換手段を制御する切換制御手段をさらに有し、切換制御手段の制

50

御により、照明光がスコープに供給される第1の時間の長さと、照明光がプロジェクタユニットに供給される第2の時間の長さとが調整されることが好ましい。この場合、被写体像を生成する撮像素子をさらに有し、第1の時間が撮像素子の受光期間の少なくとも一部に重なり、第2の時間が撮像素子のブランкиング期間の少なくとも一部に重なっていることがより好ましい。

【0011】

内視鏡装置においては、複数の異なるスコープのいずれかがプロセッサに取り付け可能であり、プロセッサに取り付けられたスコープにおける照明光の伝達手段の特性に応じて、第1および第2の時間の長さが調整されることが好ましい。また、内視鏡装置は、内視鏡装置の周辺の明るさである周辺輝度を検出する光量センサをさらに有し、検出された周辺輝度に応じて、第1および第2の時間の長さが調整されることが好ましい。

10

【0012】

光路切換手段は、例えば、照明光を通過させる通過領域と、照明光を反射する反射領域とを含む回転ミラーを有している。この場合、回転する回転ミラーにおける照明光の入射位置が変化することにより、光路が切り換えられることが好ましい。また、照明光が通過領域を通過するときの回転ミラーの第1の回転速度と、照明光が反射領域を通過するときの回転ミラーの第2の回転速度とが、互いに異なるように第1および第2の回転速度が調整可能であることがより好ましい。また、光路切換手段は、少なくとも反射領域が異なる複数の回転ミラーを有することが好ましい。

20

【0013】

光路切換手段は、例えば、照明光を反射する反射板を含み、照明光の入射光路に対する反射板の傾き角度が変化することにより、光路が切り換えられる。例えば、スコープとプロセッサとは、一体である。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、簡素な構造を有し、小型化が可能であるとともに、照明光を有効活用して内視鏡観察と映像投影のそれぞれに必要な明るさを確保できるプロジェクタ付き内視鏡装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

30

【図1】第1の実施形態の内視鏡装置を概略的に示す図である。

【図2】第1の実施形態の内視鏡装置のブロック図である。

【図3】回転ミラーを照明光が通過する状態を示す図である。

【図4】回転ミラーにより照明光が反射される状態を示す図である。

【図5】照明光を反射する反射板を示す図である。

【図6】プロジェクタユニットを示すブロック図である。

【図7】通常モード設定時における、照明光の切換動作を示すタイミングチャートである。

40

【図8】第1調整モード設定時における、照明光の切換動作を示すタイミングチャートである。

【図9】第2調整モード設定時における、照明光の切換動作を示すタイミングチャートである。

【図10】第2の実施形態の内視鏡装置を概略的に示す図である。

【図11】第2の実施形態の内視鏡装置のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態を説明する。図1は、第1の実施形態の内視鏡装置を概略的に示す図である。

【0017】

内視鏡装置60(プロジェクタ付き内視鏡装置)は、スコープ10とプロセッサ20と

50

を含む。スコープ 10 は、プロセッサ 20 に着脱自在に取り付けられる。スコープ 10 は、体腔内に挿入され、内視鏡観察に用いられる。内視鏡装置 60 においては、スコープ 10 のみならず他の異なる複数のスコープ（図示せず）がプロセッサ 20 に対して着脱自在であり、いずれかのスコープが選択的に使用される。

【0018】

プロセッサ 20 には、プロジェクタユニット（図示せず）が内蔵されている。プロジェクタユニットが設けられていることにより、スコープ 10 により観察されている体内器官等の被写体像 IM が投影される。このため、スコープ 10 を操作するユーザのみならず、複数の者が同時にほぼリアルタイムの被写体像 IM を観察できる。

【0019】

図 2 は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 60 のブロック図である。

【0020】

プロセッサ 20 には、単一の光源 24 が設けられている。光源 24 からは照明光 L が射出される。照明光 L は、スコープ 10 に設けられたライトガイド 26、またはプロジェクタユニット 40 のいずれかに入射する。このように、照明光 L を 2 つの異なる部材に伝達させるために、照明光 L の光路を切り換える回転ミラー 30（光路切換手段）が設けられている。回転ミラー 30 の詳細については後述する。

【0021】

回転ミラー 30 を通過した照明光 L は、第 1 の光路 P1 に沿って進む。この照明光 L は、ライトガイド 26 の入射端 26A に入射し、ライトガイド 26（伝達手段）により伝達されてスコープ 10 に供給される。そして照明光 L は、スコープ 10 の先端面 10T に設けられた出射端 26B から、観察の対象である体内器官 S に射出される。体内器官 S からの反射光 R が先端面 10T 近傍の CCD 12（撮像素子）により受光されると、画像信号が生成される。

【0022】

CCD 12 により生成された画像信号は、スコープ側画像処理回路 16 に送られ、所定の処理が施された後にプロセッサ側画像処理回路 28 に送られる。プロセッサ側画像処理回路 28 においては、画像信号にさらなる処理が施され、被写体像の画像データが生成される。画像データは、画像メモリ 34 に送信され、記録される。

【0023】

プロセッサ 20 内のプロジェクタユニット 40 には、回転ミラー 30 により反射され、第 2 の光路 P2 に沿って進む照明光 L が供給される。さらにプロジェクタユニット 40 には、画像メモリ 34 に記録された画像データが送られる。この結果、画像データに基づく体内器官 S の被写体像 IM が、プロジェクタユニット 40 から投影レンズ 42 を介して投影される。

【0024】

一方、スコープ側画像処理回路 16 においては、タイミング信号発生器 18 が設けられている。タイミング信号発生器 18 において生成された同期信号は、CCD 12 とともに、プロセッサ 20 側のタイミング調整回路 44 を介してプロジェクタユニット 40 にも送信される。このためプロジェクタユニット 40 においては、後述するように、CCD 12 の駆動タイミングに対応させるように、画像データが処理されて被写体像が投影される。

【0025】

プロセッサ 20 においては、制御回路 48（切換制御手段）が設けられており、光路を切り換える回転ミラー 30 は、制御回路 48 により制御される。また、プロセッサ側画像処理回路 28、画像メモリ 34、およびタイミング調整回路 44 における上述の動作も、制御回路 48 の制御の下で実行される。

【0026】

プロセッサ 20 の表面 20S には、プロセッサ 20 を中心とした内視鏡装置 60 の周辺の明るさである周辺輝度を検出する光量センサ 50 が設けられている。光量センサ 50 から、周辺輝度を示す信号が制御回路 48 に送られると、制御回路 48 は、後述するように

10

20

30

40

50

、周辺輝度に応じて回転ミラー30を制御する。

【0027】

スコープ10には、プロセッサ20に接続可能な他のスコープからスコープ10を識別するための識別データを記憶するメモリ(図示せず)が設けられている。そしてスコープ10がプロセッサ20に取り付けられると、識別データがスコープ10側からプロセッサ20の制御回路48に送信される。

【0028】

この結果、そのときにプロセッサ20に接続され、使用されているのはスコープ10であることが、制御回路48において認識される。制御回路48のメモリ(図示せず)には、スコープ10を始めとする、内視鏡装置60において使用可能な全てのスコープ中のライトガイドの特性に基づくデータ(以下、ライトガイド特性データという)が、予め記憶されている。制御回路48は、認識された使用中のスコープのライトガイドの特性に対応するように、回転ミラー30による光路切換を制御する。

10

【0029】

図3は、回転ミラー30を照明光Lが通過する状態を示す図である。図4は、回転ミラー30により照明光Lが反射される状態を示す図である。

【0030】

回転ミラー30は、照明光Lを通過させる通過領域31と、照明光Lを反射させる反射領域32を含む。通過領域31と反射領域32は、回転ミラー30の円周方向に沿って配置されている。回転ミラー30が、制御回路48(図2参照)の制御の下でモータ(図示せず)により矢印Aの示す方向に回転されると、回転ミラー30における照明光Lの入射位置が変化する。

20

【0031】

そして照明光Lが通過領域31に入射すると、通過領域31を通過した照明光Lは、第1の光路に沿って進む。一方、図4に示されたように、照明光Lが反射領域32に入射すると、照明光Lは反射領域32により反射される。この結果、照明光Lは第2の光路P2に沿って進む。

30

【0032】

回転ミラー30が等速で一回転したとき、第1、第2の光路P1、P2に分岐される照明光Lの光量の比(以下、光量比)は、回転ミラー30の円周方向における通過領域31と反射領域32との面積の比に等しく、常に一定となる。本実施形態では、光量比を調整可能にすべく、回転ミラー30の回転速度が変更可能である。すなわち、照明光Lが通過領域31を通過するとき(図3参照)の回転ミラー30の回転速度(第1の回転速度)と、反射領域32により反射されるとき(図4参照)の回転速度(第2の回転速度)とが、互いに異なるように回転ミラー30の回転を制御することができる。

【0033】

また、回転ミラー30を常に等速回転させる場合には、少なくとも反射領域32の形状、大きさ、特に回転ミラーの円周方向における通過領域31と反射領域32との面積の比が異なる複数の回転ミラーを設け、状況に応じていずれかの回転ミラーが選択的に使用されても良い。この場合、回転速度を調整する本実施形態と同様に、光量比を適宜、調整することができる。

40

【0034】

回転ミラー30の代わりに、照明光Lを反射する反射板33(図5参照)を設けても良い。この場合、反射板33は、例えば磁石(図示せず)の駆動により、矢印Bの示すように回転軸33Aを中心に軸回転する。このため、照明光Lの入射光路P0に対する反射板33の傾き角度が変化し、照明光Lが反射板33の近傍を通過するときの第1の光路P1と、照明光Lが反射板33により反射されるときの第2の光路P2とを切り換えられる。

【0035】

次に、プロジェクタユニット40につき説明する。図6は、プロジェクタユニット40を示すブロック図である。

50

【0036】

光源24から出射され、回転ミラー30の反射領域32(図4等参照)により反射された照明光Lは、第2の光路P2に沿ってプロジェクタユニット40内に入射する。この照明光Lは、第1および第2のダイクロイックミラー45、46により、赤色光L1、緑色光L2、および青色光L3に分光される。赤色光L1、緑色光L2、青色光L3は、第1～第3画像表示素子51～53にそれぞれ入射する。なお赤色光および青色光L1、L3を第1、第3画像表示素子51、53に入射させるために、第1～第3の反射ミラー54～56が設けられている。

【0037】

第1～第3画像表示素子51～53においては、多数の透過型液晶素子(図示せず)が配列されている。赤色、緑色、青色光L1～L3は、画像メモリ34(図2参照)から送信された画像データに対応するように、所定の透過型液晶素子のみを透過する。すなわち、透過型液晶素子の一部は、赤色、緑色、青色光L1～L3を透過させ、他の透過型液晶素子はこれらの光を透過させない。そして第1～第3画像表示素子51～53の透過型液晶素子を透過した赤色、緑色、青色光L1～L3により形成される各色の画像は、プリズム58により合成される。

10

【0038】

この結果、画像データに対応した体内器官Sを含む被写体像IMが形成される。被写体像IMは、ユニット内投影レンズ59、および投影レンズ42(図2参照)を介して、プロセッサ20外に投影される。なお、プロジェクタユニット40における被写体像IMの形成は、上述の手法には限定されない。例えば、透過型液晶素子の代わりに、反射型液晶素子、あるいはDMDを有する第1～第3画像表示素子を用いても良い。

20

【0039】

次に、内視鏡装置60において設定される照明光切換モードについて説明する。図7は、通常モード設定時における、照明光Lの切換動作を示すタイミングチャートである。図8は、通常モードに比べてスコープ10側により多くの照明光Lを供給する第1調整モード設定時における、照明光Lの切換動作を示すタイミングチャートである。図9は、通常モードに比べてプロジェクタユニット40側により多くの照明光Lを供給する第2調整モード設定時における、照明光Lの切換動作を示すタイミングチャートである。

30

【0040】

内視鏡装置60においては、制御回路48による回転ミラー30の回転制御により、照明光Lがスコープ10側に供給される時間(以下、第1の時間T1という)と、プロジェクタユニット40側に供給される時間(以下、第2の時間T2という)の長さが調整される。そして本実施形態では、第1、第2の時間T1、T2の長さ、すなわち照明光Lの光路の切換動作の異なる複数の照明光切換モードが、設定可能である。

【0041】

照明光切換モードのうち、図7に示された通常モードでは、CCD12(図2参照)において電荷が転送されるブランкиング期間TBにおいて、第2の光路P2に沿ってプロジェクタユニット40側に照明光Lが供給されている。すなわち、ブランкиング期間TBは、照明光Lがプロジェクタユニット40に供給される第2の時間T2に重なっている。

40

【0042】

これは、ブランкиング期間TBにおいては、CCD12が照明光Lの反射光R(図2)を受光したとしても有効活用できないのに対し、プロジェクタユニット40側では、投影動作のために照明光Lを活用できるためである。従って、本実施形態のように、ブランкиング期間TBの全時間帯が第2の時間T2と重なっていたり、あるいはブランкиング期間TBと第2の時間T2とが完全に同期されていることが好ましい。ただし、ブランкиング期間TBの少なくとも一部が第2の時間T2と重なっていれば、照明光Lを有効に活用できる。

【0043】

一方、上述のようにブランкиング期間TBと第2の時間T2とを一致させることの結果

50

として、電荷蓄積期間 T_C は第 1 の時間 T_1 と重なっている。そして上述の通り、電荷蓄積期間 T_C と第 1 の時間 T_1 とを完全に同期させても良いものの、本実施形態のように、第 1 の時間 T_1 が電荷蓄積期間 T_C に含まれている、すなわち第 1 の時間 T_1 が電荷蓄積期間 T_C の一部と重なっている場合においても、照明光 L を効率的に使用できる。

【0044】

照明光切換モードは、上述のライトガイド特性データに基づいて自動的に切換えられる。例えば、第 1 調整モード（図 8 参照）は、スコープ 10 とは異なるスコープ（図示せず）が用いられたとき、設定される。これは、この使用中のスコープにおいて照明光 L を伝達するライトガイド（図示せず）の特性が、スコープ 10 に含まれるライトガイド 26（図 2 参照）とは異なるためである。

10

【0045】

ライトガイド 26 よりも長い、あるいは径が小さいライトガイドが用いられた場合、ライトガイド 26 に適した通常モードよりも、単位時間当たりに照明光 L をスコープ 10 側により多く供給することが好ましい。このため、通常モードよりも第 1 の時間 T_1 が長い第 1 調整モードが設定される。このように、プロセッサ 20 に取り付けられている使用中のスコープのライトガイドの特性に応じて照明光切換モードが自動的に切り換えられることにより、より効率的に照明光 L が活用される。

【0046】

また、照明光切換モードは、上述の光量センサ 50 により検出される周辺輝度にも対応するように、切換え可能である。例えば、第 2 調整モード（図 9 参照）は、周辺輝度が高く、周囲が明るい環境下にあるときに設定される。このような場合、被写体像 IM の投影により多くの照明光 L が必要とされ、第 2 調整モードによれば、単位時間当たりにより多くの照明光 L をプロジェクタユニット 40 側に供給することができるからである。

20

【0047】

このような第 2 調整モードにおいては、通常モードに比べて、第 2 の時間 T_2 が複数フィールドにまたがるように長くなっている。このため、速やかに移動する被写体の動きに對しては、投影、および撮影される被写体像が対応できない可能性があるものの、明るい環境下でも投影された被写体像 IM の視認性を高めることができる。なお、通常の内視鏡観察の対象である体内器官 S は、さほど速やかに移動することはないため、第 2 調整モード設定時の上述の問題は、通常生じない。

30

【0048】

なお、照明光切換モードは、上述のように自動的に切換えられることが好ましいものの、例えばプロセッサ 20 に対する指示信号の入力等により、手動で切換え可能であっても良い。この場合、様々な条件を考慮した上で、適当な照明光切換モードを選択することができる。

【0049】

以上のように、プロジェクタユニット 40 を備えた本実施形態の内視鏡装置 60 においては、内視鏡観察用と投影用に单一の光源 24 を共通化させており、さらにモニタも不要であるため、小型化、構造の簡素化が可能である。さらに、光源 24 が一つのみであるにも関わらず、照明光 L を有効活用しているため、撮像と映像投影とを同時に行う、すなわち撮影された映像をリアルタイムで投影することができ、それぞれに必要な明るさを容易に確保できる。また、映像 IM を適当な壁面等に投影することができ、必ずしも専用のスクリーンが用意されていることを必要とせず、利便性にも優れている。

40

【0050】

次に、第 2 の実施形態につき、第 1 の実施形態との相違点を中心に説明する。図 10 は、第 2 の実施形態の内視鏡装置を概略的に示す図である。図 11 は、第 2 の実施形態の内視鏡装置 60 のブロック図である。

【0051】

本実施形態では、スコープ 10 に対応するスコープ部 11 と、プロセッサ 20 に対応するプロセッサ部 21 とが一体化されている点が、第 1 の実施形態と異なる。このため本実

50

施形態では、第1の実施形態におけるスコープ側画像処理回路16、およびプロセッサ側画像処理回路28(図2参照)を单一の画像処理回路16として統合(図11参照)する等、内視鏡装置60のさらなる小型化が可能である。さらに本実施形態の内視鏡装置60においては、光源24としてLEDを用いて消費電力を抑えるとともに、内部バッテリ28を設けている。

【0052】

以上のように、構造がさらに簡素化された本実施形態の内視鏡装置60は、持ち運びが簡単であり、利便性に優れている。このため、簡易な検査が行われる場合、例えば気管チューブが肺に確実に挿入されたことを確認する場合等において、作業効率を高めることができる。また、内部バッテリ28を設けたため、例えば災害、事故等による救急救命時には、患者のもとに持ち込んで利用することも容易である。

10

【0053】

内視鏡装置60に含まれる各部材の構造、制御方法等は、いずれの実施形態にも限定されない。例えば、回転ミラー30による光路の切換えについては、反射された照明光Lをライトガイド26に、回転ミラー30を通過した照明光Lをプロジェクタユニット40に供給させても良い。また、プロジェクタユニット40は、プロセッサ20に対し着脱自在でも良い。

【符号の説明】

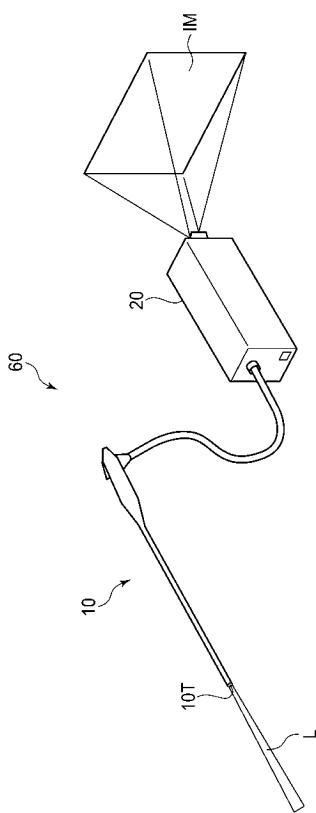
【0054】

- 10 スコープ
- 20 プロセッサ
- 24 光源
- 26 ライトガイド(伝達手段)
- 30 回転ミラー(光路切換手段)
- 31 通過領域
- 32 反射領域
- 33 反射板
- 40 プロジェクタユニット
- 50 光量センサ
- 60 内視鏡装置
- P1 第1の光路
- P2 第2の光路
- L 照明光
- T1 第1の時間
- T2 第2の時間

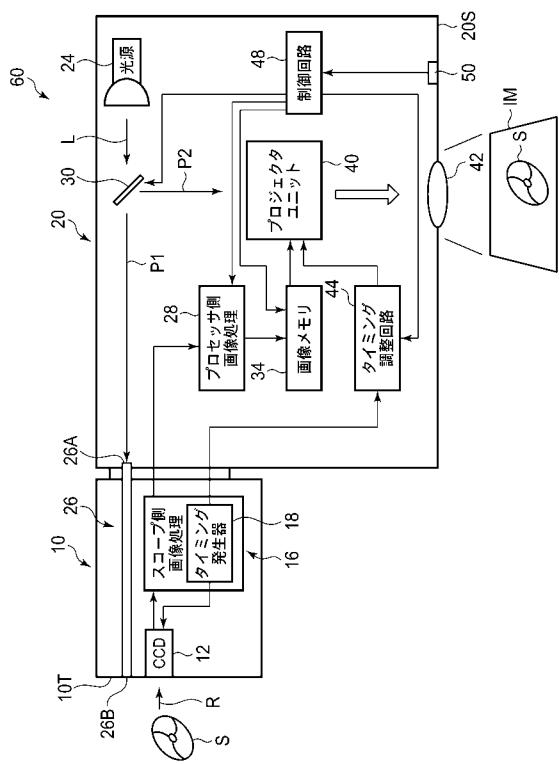
20

30

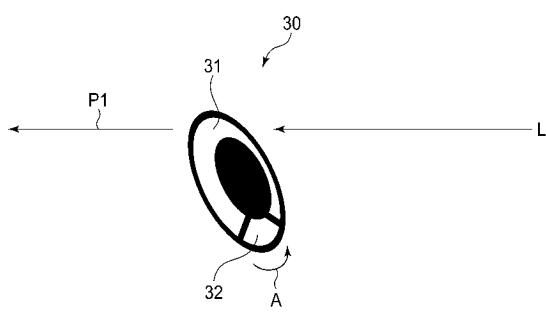
【図1】



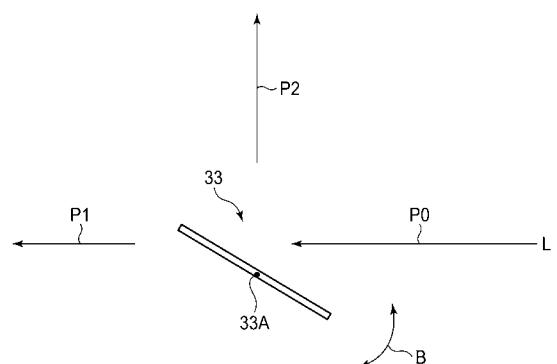
【図2】



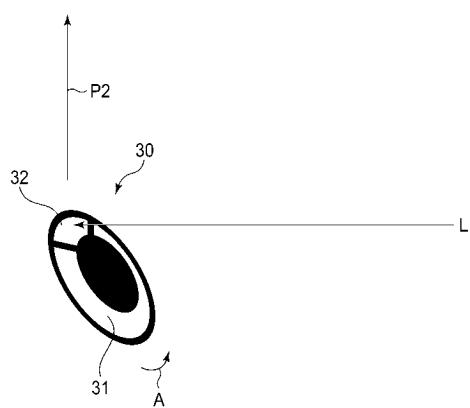
【図3】



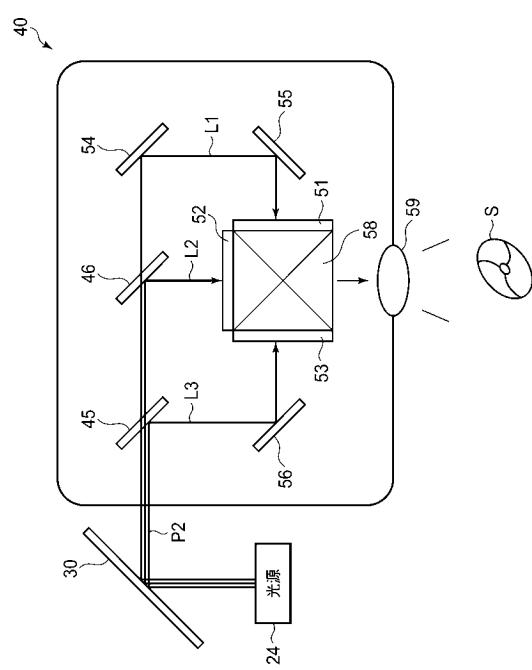
【図5】



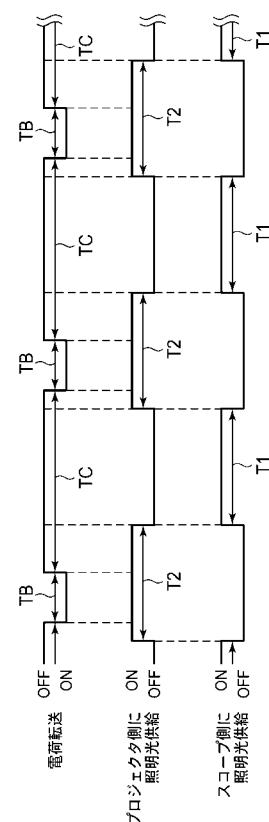
【図4】



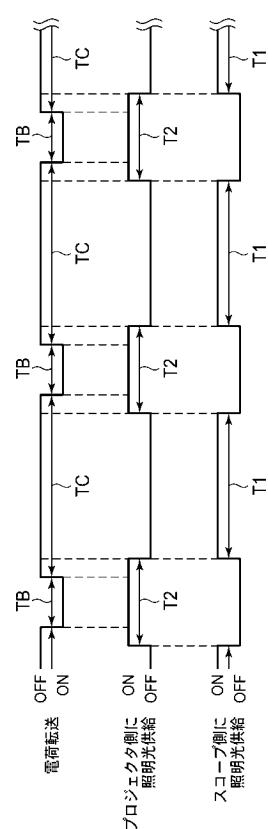
【 図 6 】



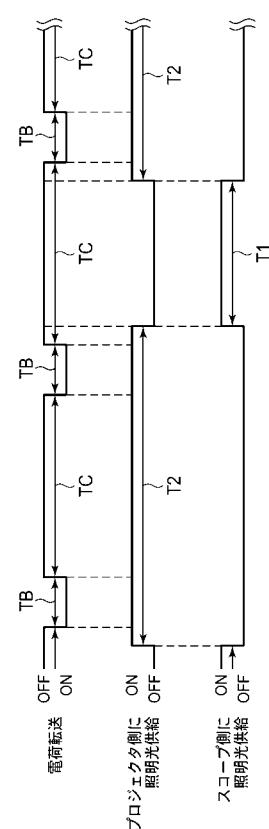
【 四 7 】



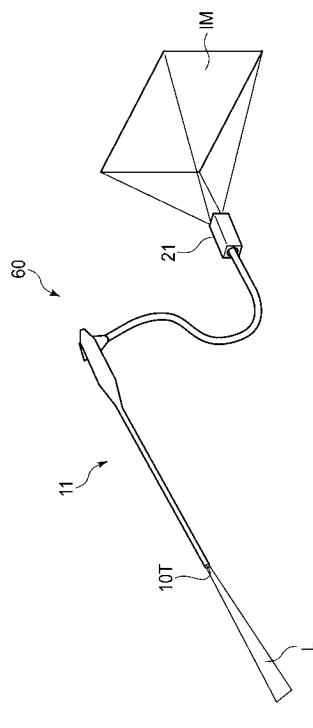
【 四 8 】



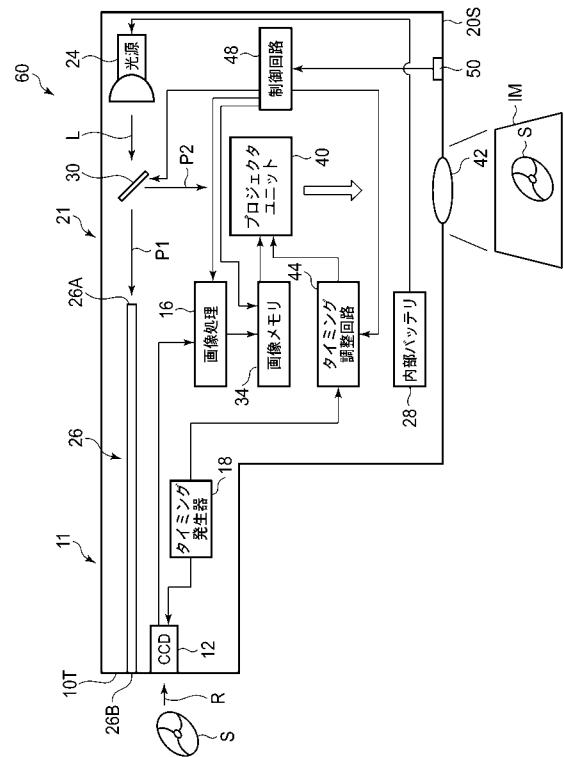
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	带投影仪的内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2011110161A	公开(公告)日	2011-06-09
申请号	JP2009267887	申请日	2009-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	森康紀		
发明人	森 康紀		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.511 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR11 4C061/RR17 4C061/RR23 4C061/VV03 4C061/VV04 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR11 4C161/RR17 4C161/RR23 4C161/VV03 4C161/VV04		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有投影仪的内窥镜设备，其具有简单的结构，可小型化并且通过有效地使用照明光来确保内窥镜观察和图像投影所需的亮度。解决方案：内窥镜装置60的处理器20具有单个光源24.从光源24发出的，穿过旋转镜30的照明光L沿第一光路P1前进。照明光L被传输到光导26以被馈送到观察仪器10.照明光L的反射光R被CCD 12接收并且产生图像信号。另一方面，由旋转镜30反射的照明光L进入用于投影被摄体图像的投影仪单元40。通过以这种方式改变来自单个光源24的照明光L的光路，可以通过有效地使用照明光同时执行成像和图像投影，同时简化内窥镜设备60的结构。

